

EX-4

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-110486

(43)Date of publication of application : 30.04.1996

(51)Int.Cl.

G02B 23/26

A61B 1/00

A61B 1/04

(21)Application number : 06-246491

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing :

12.10.1994

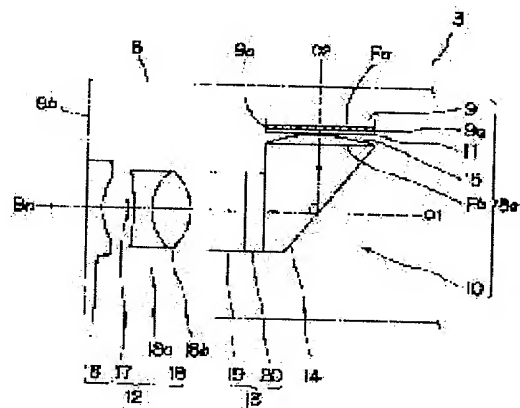
(72)Inventor : SEKIGUCHI TADASHI

## (54) ENDOSCOPIC DEVICE

(57)Abstract:

**PURPOSE:** To provide an endoscopic device capable of restraining deterioration in light receiving sensitivity of a CCD due to obliquely incident light.

**CONSTITUTION:** An optical image-pickup system 8a is provided on the leading edge hard part 8 of an endoscope. The optical image-pickup system 8a is equipped with the CCD 9 having many image-pickup elements arranged on an image-pickup surface Fa, and an objective optical system 10 by which a beam of light is made incident on the surface Fa. Micro lenses 9a... are individually provided on the surface Fa by every image-pickup element, and a cover glass is joined on an incident surface side. The objective optical system 10 is equipped with an objective lens part 12 receiving the reflected light beam Bn of the object (a concave lens 16, a diaphragm 17, and an achromat lens 18), a filter part 13 arranged on an exiting side (a crystal filter 19 and a color correction filter 20), and a prism 14. A plano-convex lens 15 is provided between the prism 14 and the cover glass 11, and the light beam Bn obliquely enters the surface Fa is aligned in a direction in parallel with the normal line of the surface Fa or a direction nearly in parallel with the normal line.



\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

## CLAIMS

---

[Claim(s)]

[Claim 1]An endoscope apparatus comprising provided with an optical imaging system which has an endoscope scope and changes a reflected ray from a photographic subject into an electrical signal for images at a tip part of this endoscope scope:

An objective optical system which has arranged at least an object lens which has a medial axis parallel to shaft orientations of the above-mentioned endoscope scope in the above-mentioned optical imaging system.

A solid imaging array which has an acceptance surface which receives a beam of light from the objective optical system, and has arranged many image sensors in the shape of a lattice to the acceptance surface.

[Claim 2]The endoscope apparatus according to claim 1 with which said optical path changing means had a lens part arranged on the same axle at a medial axis of a normal line direction of an acceptance surface of said solid imaging array, and this lens part was provided with a curved surface of at least one convex shape.

[Claim 3]The endoscope apparatus according to claim 2 which set up curvature of said curved surface according to a grade of said incidence angle.

[Claim 4]The endoscope apparatus according to claim 3 which said lens part consisted of planoconvex lenses, and formed said curved surface in a convex of the planoconvex lens concerned.

[Claim 5]The endoscope apparatus according to claim 3 with which a normal line direction of the acceptance surface has arranged said solid imaging array in a position used as a direction which abbreviated-intersects perpendicularly with the above-mentioned shaft orientations.

[Claim 6]The endoscope apparatus according to claim 5 which said objective optical system equipped the emission face side of that object lens with prism in addition to said object lens, and has arranged the emission face side of the two bottoms of this prism at the same axle to a medial axis of a normal line direction of an acceptance surface of said solid imaging array.

[Claim 7]The endoscope apparatus according to claim 6 which said lens part consists of planoconvex lenses, and said curved surface is formed in a convex of the planoconvex lens concerned, and is in a state which counters an acceptance

surface of said solid imaging array, and arranges the convex side, and joins the flat-surface side of the above-mentioned planoconvex lens to an emission face of said prism.

[Claim 8]The endoscope apparatus according to claim 6 which said lens part is carried in said prism at one, and formed said curved surface in an emission face of the prism concerned.

[Claim 9]The endoscope apparatus according to claim 6 which joined a cover glass to an acceptance surface of said solid imaging array.

[Claim 10]The endoscope apparatus according to claim 9 which said lens part is carried in said cover glass at one, and formed said curved surface in an entrance plane of the cover glass concerned.

[Claim 11]The endoscope apparatus according to claim 10 which said lens part is carried in said cover glass and prism at one, and formed said curved surface in each of an entrance plane of a cover glass, and an emission face of prism individually.

[Claim 12]The endoscope apparatus according to claim 1 which provided a micro lens for condensing in an acceptance surface of said solid imaging array for every image sensor of said large number.

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

## DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to the arrangement structure of the optical imaging system which starts an endoscope apparatus, especially is arranged at the tip part of an endoscope scope.

[0002]

[Description of the Prior Art] Generally, the optical imaging system which used CCD (a solid state image pickup device, a solid imaging array) for the tip part of the endoscope scope is carried in the endoscope apparatus. This optical imaging system is the composition provided with the objective optical system which makes the acceptance surface of CCD and CCD which have a photo-diode (image sensor) equivalent to many pixels condense light at least, and can enter now the reflected ray from a photographic subject into the imaging surface of CCD.

[0003] By the way, on the other hand in connection with technical progress, such as a miniaturization of CCD, and multi-pixel-izing, it is in the tendency for the area of the opening (light-receiving field) of each photo-diode to also become small in recent years. The reduction of this opening means the fall of light-receiving sensitivity. Then, the art of equipping the imaging surface side of CCD with the micro lens for condensing has been established in order to raise light-receiving efficiency. For example, each photo-diode of CCD is individually equipped with a micro lens, and what collects lights for every micro lens of that is known by this art.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, although an objective optical system and CCD are arranged to the limited space in a tip part in above-mentioned conventional technology by the restrictions on tip structure, Since it was not the composition that he was conscious of especially the size of the incidence angle to the beam of light which enters into the acceptance surface of CCD, there was inconvenience as follows.

[0005] For example, since the optical imaging system of an endoscope apparatus usually has the restrictions which reflected the request of the miniaturization in an objective optical system, each size of CCD, the both clearance, etc. compared with other imaging devices (a television camera, a video camera, etc.) which use CCD,

Generally the incidence angle of the beam of light by the side of the end of the acceptance surface of CCD is large. That an incidence angle is large means being easy to be influenced by reflective etc. Therefore, there was a problem that the light-receiving sensitivity in the opening of each photo-diode also fell.

[0006]When especially this problem applies the above-mentioned art in which the micro lens was used, as it is to the optical imaging system of an endoscope apparatus, becoming much more remarkable is \*\*\*\*(ed).

[0007]For example, as shown in drawing 8 (a), when the incidence angle of the beam of light Bn is small (it is hereafter called "vertical incidence" for convenience), When the beam of light Bn enters almost vertically to the acceptance surface 100a of CCD100, for a reason, the beams of light Bn from the micro lens 101 gather for the opening 102 of a photo-diode.

[0008]However, as shown in drawing 8 (b), when the incidence angle of the beam of light Bn is large (it is hereafter called "oblique incidence" for convenience), Since the beam of light Bn enters aslant to the acceptance surface 100a of CCD100, a part of beams of light Bn exceeding the permissible incidence angle of the micro lens 101 come to gather for the position which is outside separated from the opening 102 of a photo-diode via the macro lens 101. Therefore, there was a problem that light-receiving sensitivity fell, so that the grade of oblique incidence was large.

[0009]This invention was made in consideration of the problem of the conventional technology mentioned above, and an object of this invention is to provide the endoscope apparatus which can control the fall of the light-receiving sensitivity of CCD by oblique incidence. It aims at providing the suitable endoscope apparatus for CCD using a micro lens.

[0010]

[Means for Solving the Problem]In order to make the above-mentioned purpose attain, an endoscope apparatus concerning the invention according to claim 1 is provided with an optical imaging system which has an endoscope scope and changes a reflected ray from a photographic subject into an electrical signal for images at a tip part of this endoscope scope. A solid imaging array which has an objective optical system which has arranged at least an object lens which has a medial axis parallel to shaft orientations of an endoscope scope, and an acceptance surface which receives a beam of light from that objective optical system in this optical imaging system, and has arranged many image sensors in the shape of a lattice to it in that acceptance surface is provided. An optical path changing means which makes a beam of light which enters into an acceptance surface aslant turn to between an objective optical system and a solid imaging array at the medial-axis side of an acceptance surface according to a grade of the incidence angle is established.

[0011]In the invention according to claim 2, said optical path changing means has a lens part arranged on the same axle at a medial axis of a normal line direction of an acceptance surface of a solid imaging array. This lens part is provided with a curved surface of at least one convex shape.

[0012]In the invention according to claim 3, curvature of said curved surface was set up according to a grade of an incidence angle.

[0013]In the invention according to claim 4, said lens part consisted of planoconvex lenses, and formed said curved surface in a convex of a planoconvex lens.

[0014]In the invention according to claim 5, a normal line direction of the acceptance surface has arranged said solid imaging array in a position used as a direction which abbreviated-intersects perpendicularly with the above-mentioned shaft orientations.

[0015]In addition to an object lens, in the invention according to claim 6, said objective optical system equipped the emission face side of the object lens with prism. The emission face side of the two bottoms of this prism has been arranged at the same axle to a medial axis of a normal line direction of an acceptance surface of a solid imaging array.

[0016]In the invention according to claim 7, said lens part consisted of planoconvex lenses, and formed said curved surface in a convex of a planoconvex lens. This planoconvex lens joins the flat-surface side of the planoconvex lens concerned to an emission face of said prism in the state of countering an acceptance surface of said solid imaging array, and arranging that convex side.

[0017]In the invention according to claim 8, said lens part is carried in prism at one, and formed said curved surface in an emission face of prism.

[0018]In the invention according to claim 9, a cover glass was joined to an acceptance surface of said solid imaging array.

[0019]In the invention according to claim 10, said lens part is carried in a cover glass at one, and formed said curved surface in an entrance plane of a cover glass.

[0020]In the invention according to claim 11, said lens part is carried in a cover glass and prism at one, and formed said curved surface in each of an entrance plane of a cover glass, and an emission face of prism individually.

[0021]In the invention according to claim 12, a micro lens for condensing was provided in an acceptance surface of said solid imaging array for a majority of every image sensors.

[0022]

[Function]In the endoscope apparatus concerning the invention according to claim 1 to 12, the optical path change of the beam of light which enters aslant is carried out to the medial-axis side of an acceptance surface by the optical path changing means according to the grade of the incidence angle between an objective optical system and a solid imaging array. That is, the beam of light which goes to the acceptance surface of a solid imaging array enters, where the incidence angle is arranged with an angle almost parallel to the medial axis of an acceptance surface, or near in parallel.

[0023]For example, the optical path change of the beam of light which goes to an acceptance surface is carried out via at least one convex curved surface by the lens part as an optical path changing means.

[0024]

[Example]The endoscope apparatus hereafter shown in drawing 1 which describes one example of this invention based on drawing 1 - drawing 4 is provided with the endoscope scope 1 which can be inserted into the abdominal cavity, and the

device main frame 2 to which the endoscope scope is connected. Each systems (a control system, an optical system, an image processing system, a display system, etc.) which are carried in the device main frame 2 at the usual endoscope apparatus and which are not illustrated are built in one.

The endoscope scope 1 is made to drive by the necessary operation of each of these systems, an endoscope image is acquired, and the endoscope image is displayed on monitor display.

[0025]It has the final controlling element 4 for the endoscope scope 1 to support the drive of the insert portion 3 inserted into the abdominal cavity, and the insert portion 3 which it was connected to the device main frame 2 side of that insert portion 3, and was inserted into the abdominal cavity from an external position, and this final controlling element 4 is connected to the device main frame 2 via the universal cord 5. The insert portion 3 is provided with the existing body part 6 of the flexibility connected to the final controlling element 4, the angle part 7 which is connected to this body part 6 and which can be curved, and the tip hard portion 8 arranged at the tip side of this angle part.

[0026]CCD(it is equivalent to solid imaging array of this invention) 9 which the tip hard portion 8 has the optical imaging system 8a as shown in drawing 2, and has the image sensors (photo-diode etc.) which are equivalent to the optical imaging system 8a at many pixels, CCD9 which has equipped the objective optical system 10 to which the imaging surface (acceptance surface) Fa of this CCD9 is made to carry out image formation of the optical image, The opening (light sensing portion) of many image sensors has the planate imaging surface Fa arranged in the shape of a lattice, and it is arranged in the state where the shaft orientations of the endoscope scope 1 and the normal line direction of the imaging surface Fa abbreviated-cross at right angles (it is hereafter called "horizontal arrangement" for convenience). Micro lens 9a for two or more condensing which is equivalent to the number of image sensors in the imaging surface Fa of CCD9. -- 9a is arranged in the shape of a lattice for every image sensor.

This micro lens 9a. -- The cover glass 11 for tabular protection is stuck on the entrance plane side of 9a at the medial axis O1 and the same axle of the normal line direction of CCD9.

The beam of light Bn which penetrated this cover glass 11 is the micro lens 9a. -- It is individually brought together in each image sensor on the imaging surface Fa via 9a.

[0027]The objective lens part 12 as an entrance window of the beam of light Bn with which the objective optical system 10 bears the information on the optical image of a photographic subject, The optical filter part 13 which makes only the prescribed wavelength ingredient of the beam of light Bn from this objective lens part 12 penetrate, The prism 14 into which the optical path of the beam of light Bn from this optical filter part 13 is made to change at the imaging surface Fa side of CCD9, It has the planoconvex lens (it is equivalent to the optical path changing means of this invention) 15 which makes the optical path of the beam of light Bn from this prism 14 change into a state parallel to the normal line direction of the imaging surface Fa, or near in parallel according to that angle.

[0028]The concave lens 16 which is allocated almost in parallel with the tip surface 8b of the tip hard portion 8 as for the objective lens part 12, The outgoing radiation side of the beam of light Bn which penetrated this concave lens 16 is equipped with the diaphragm 17 for light volume regulation allocated in the medial axis O2 and the same axle of the concave lens 16, and the achromatic lens 18 for chromatic aberration correction (AKUROMA tick lens). The achromatic lens 18 inserts the two lenses 18a, i.e., concave lenses, and convex lenses 18b in one, and can amend now a gap of the image formation position by the difference in the wavelength component of the beam of light Bn.

[0029]The optical filter part 13 is provided with the color compensating filter 20 joined by the crystal filter 19 allocated in the medial axis O2 and the same axle of the objective lens part 12, and the emission face of this crystal filter 19. The crystal filter 19 removes the color alias produced by CCD. When the color compensating filter 20 performs an infrared laser therapy at a clinical place, for example using an endoscope apparatus, The output signal for the images from CCD9 is saturated with the infrared rays from infrared laser, it is inserted in order for the endoscope image displayed on monitor display to prevent the situation which becomes observation impossible, and the infrared rays of the beams of light Bn from the crystal filter 19 are removed.

[0030]The prism 14 is inserted corresponding to horizontal arrangement of CCD9, on the other hand (entrance plane), inside [ it is the two bottoms ] is joined by the emission face of the color compensating filter 20, and another side (emission face Fb) is arranged at the medial axis O2 and the abbreviated same axle of the normal line direction of CCD9. [ of the imaging surface Fa ] This prism 14 changes the optical path of the beam of light Bn which met almost in parallel with the shaft orientations from the color compensating filter 20 in the direction which goes to the imaging surface Fa side of CCD9.

[0031]The planoconvex lens 15 is inserted in the state where it is arranged at the medial axis O1 and the same axle of a normal line direction of the imaging surface Fa, between the imaging surfaces Fa of the emission faces Fb and CCD9 of the prism 14.

The flat surface which is one lens side of the two lens sides is joined by the emission face Fb of the prism 14, and the convex which is a lens side of another side counters the cover glass 11, and is arranged.

The convex curvature radius is set as the proper value which took into consideration the calculation result of the simulation by ray tracing described below with the refractive index of the lens itself.

[0032]Here, the example of setting out of the planoconvex lens 15 is explained based on drawing 3 and drawing 4.

[0033]The ray-tracing figure shown in drawing 3 and drawing 4 shows the result of the simulation under the conditions set up typically for convenience, and as the setups, CCD9 arranged at the objective lens part 12 of the above-mentioned objective optical systems 10, and the medial axis and the abbreviated same axle of the objective lens part 12 (it is hereafter called "vertical arrangement" for convenience) is adopted.

[0034]This simulation calculates the incidence angle theta of the beam of light Bn



in the imaging surface Fa of CCD9 by changing the direction of the beam of light Bn entered in the optical lens part 12. Here, if the suitable incidence angle  $\theta$  is in the range smaller than value  $\theta_{aa}$  suitably and the proper value  $\theta_{aa}$  is exceeded, it is beforehand known on the characteristic owner of CCD that the reflectance on the imaging surface Fa will become high, and light-receiving sensitivity will fall. In the case of CCD9 equipped with a micro lens, Suitably, if value  $\theta_{bb}$  becomes still smaller than the above-mentioned proper value  $\theta_{aa}$  ( $\theta_{bb} < \theta_{aa}$ ) and the proper value  $\theta_{bb}$  (for example, about 6 times) is exceeded, I am beforehand known [ which light-receiving sensitivity falls strongly in response to the fact that the influence of oblique incidence ] about the suitable incidence angle  $\theta$  on the characteristic of CCD.

[0035]First, when it is the same as usual, the case where the planoconvex lens 15 is not formed between the objective lens part 12 and the imaging surface Fa of CCD9 is explained based on drawing 3.

[0036]According to the ray-tracing figure shown in drawing 3, the incidence angle  $\theta$  of the beam of light Bn showed the minimum in the center section XO of the imaging surface Fa, becomes large one by one toward the end of the center section XO to both sides, and showed maximum  $\theta_{max}$  (about 25 degrees) by the both endmost parts X1 and X1. The field of the imaging surface Fa in CCD9 which this maximum  $\theta_{max}$  equipped with the micro lens which exceeds value  $\theta_{bb}$  (about 6 times) substantially suitably and by which the conditions of the suitable incidence angle  $\theta$  are fulfilled was only near center-section XO. This calculation result was not preferred on use for large CCD of value  $\theta_{aa}$  suitably.

[0037]Next, the case where the planoconvex lens 15 is formed is explained based on drawing 4.

[0038]According to the ray-tracing figure shown in drawing 4, maximum  $\theta_{max}$  shown by the both endmost parts X1 of the imaging surface Fa and X1 is the almost same value (about 6 times) as the above-mentioned proper value  $\theta_{bb}$ , and the incidence angle  $\theta$  of the beam of light Bn was small [ about  $1/4$  ] compared with the above-mentioned maximum. Therefore, even if it was CCD9 which equipped with the small micro lens of value  $\theta_{bb}$  not to mention CCD9 [ large ] of value  $\theta_{aa}$  suitably, fulfilling the conditions of the incidence angle  $\theta$  with all the almost preferred fields of the imaging surface Fa was checked. It was checked by changing the refractive index of the planoconvex lens 15, and the curvature of the convex according to the grade of the incidence angle of a beam of light that maximum  $\theta_{max}$  can be set as the conditions of the suitable incidence angle  $\theta$ .

[0039]The refractive index of the lens itself and convex curvature are set as the range from which the planoconvex lens 15 concerning this example serves as the suitable incidence angle  $\theta$  according to the grade of the incidence angle of the beam of light Bn on CCD9 of the tip hard portion 8, and the arrangement condition of the objective optical system 10 based on the calculation result of the above-mentioned simulation.

[0040]By the above-mentioned setting out, by this example, the beam of light Bn from the prism 14 of the objective optical system 10, Just before entering into the cover glass 11, according to the degree of incidence angle, it changes an optical

path change into a more nearly vertically near state (direction near [ a normal line direction ] an abbreviated rectangular cross or a rectangular cross) to the imaging surface Fa of CCD9 with the planoconvex lens 15.

[0041]Therefore, the beams of light arranged with the vertical or vertically near state to the imaging surface Fa of CCD9 are the cover glass 11 and the micro lens 9a. -- As it gathers for the opening of each image sensor of the imaging surface Fa via 9a, in order to enter, The fall of the light-receiving sensitivity of CCD by oblique incidence can be controlled substantially. Since the optical path change of the beam of light exceeding especially the permissible incidence angle of a micro lens is carried out just before entering into a micro lens, Where the function of a micro lens is exhibited to the maximum extent, CCD of a multi pixel can be utilized, the resolution of an endoscope image also improves, and the diagnosing efficiency of the endoscopy carried out while checking the picture of high resolution in this way in monitor display also comes to improve substantially.

[0042]Since it enters at a suitable angle with the planoconvex lens 15 just before the beam of light Bn enters into CCD9, the lens diameter of the objective lens part 12 can be made small as being arranged at the incidence side of the planoconvex lens 15 as it is few. This means that the endoscope scope 1 which carried out horizontal arrangement of CCD9 can be designed more to a narrow diameter, and the part from which the endoscope scope 1 inserted became a narrow diameter, and the pain at the time of an inspection come to be substantially reduced for a \*\*\*\* person.

[0043]Although the above-mentioned example is considered as the composition which equipped CCD with the micro lens, the endoscope apparatus concerning this invention may be CCD which is not necessarily limited to this composition and does not equip with a micro lens. Also in this case, the incidence angle of the beam of light in an imaging surface is substantially improved with a planoconvex lens, and the image quality of an endoscope image improves. The lens diameter of the objective lens part 12 can be made small at least, and narrow diameter-ization of the endoscope scope 1 which carried out horizontal arrangement of CCD9 can be attained.

[0044]Although the above-mentioned example is considering CCD as the composition which carried out horizontal arrangement, the endoscope apparatus concerning this invention may not necessarily be limited to this composition, and may be vertical arrangement, for example like the above-mentioned simulation (drawing 3 and drawing 4).

[0045]Although the above-mentioned example is considered in addition as the composition which forms prism corresponding to horizontal arrangement of CCD, the endoscope apparatus concerning this invention may not necessarily be limited to this composition, and may be a reflective mirror, for example.

[0046]Next, the 1-3rd modifications that explain the 1-3rd modifications of this invention based on drawing 5 - drawing 7 carry out the partial change of the composition of the optical imaging system 8a concerning the above-mentioned example, and carry it out. in the drawing top shown in drawing 5 - drawing 7 here -  
- The micro lens 9a of the above-mentioned example -- 9a is omitted for convenience, and numerals same about a component the same as that of the

above-mentioned example or equivalent or equivalent are attached, and simple in the explanation -- or it omits.

[0047]The optical imaging system eight a1 concerning the 1st modification shown in drawing 5 has the composition that the planoconvex lens 15 of the above-mentioned example was omitted.

The emission face Fb of the prism 14a of the objective optical systems 10a was formed in the convex, and the curvature of this convex is set up on a par with the curvature of the convex of the above-mentioned planoconvex lens 15.

Other composition is equivalent to the above-mentioned example.

[0048]Therefore, the 1st modification is written with the composition which provided the function equivalent to the curved surface of the above-mentioned planoconvex lens 15 in the emission face Fb of the prism 14a, and, in addition to an effect equivalent to the 1st example, can simplify the equipment configuration of the part which becomes unnecessary [ a planoconvex lens ], and a tip hard portion.

[0049]The optical imaging system eight a2 concerning the 2nd modification shown in drawing 6 has the composition that the planoconvex lens 15 of the 1st example was omitted.

The entrance plane of the cover glass 11b was formed in the convex, and the curvature of this curved surface is set up on a par with the curvature of the convex of the above-mentioned planoconvex lens 15.

Other composition is equivalent to the above-mentioned example.

[0050]Therefore, the 2nd modification is written with the composition which provided the function equivalent to the convex of the above-mentioned planoconvex lens in the entrance plane of the cover glass 11b, and, in addition to an effect equivalent to the above-mentioned example, can simplify the equipment configuration of the part which becomes unnecessary [ a planoconvex lens ], and a tip hard portion.

[0051]In addition to the composition of the above-mentioned example, the optical imaging system eight a3 concerning the 3rd modification shown in drawing 7 forms the entrance plane of the cover glass 11c in a convex. Since this composition is equivalent to CCD9 and the composition which provided two planoconvex lenses between the prism 14, compared with the above-mentioned example using the one planoconvex lens 15, the curvature radius of the planoconvex lens (one sheet is made to serve a double purpose with a cover glass) is set up greatly (gently). Other composition is equivalent to the above-mentioned example. Here, the planoconvex lens 15c by the side of prism may be composition which makes a convex the emission face Fb of the prism 14a like the 1st modification of the above.

[0052]Therefore, the 3rd modification is written with the composition which formed the cover glass or prism which has a function equivalent to two planoconvex lenses in which the curvature radius was set up more greatly than the above-mentioned example, or the convex of the planoconvex lens, In addition to an effect equivalent to the above-mentioned example, the distance between CCD and prism can be set up small and a design range of choice can be extended further.

[0053]Although this invention relates to an endoscope apparatus, the important

section composition of the optical imaging system of this invention is applicable to other small imaging devices which are easy to receive the restrictions about the size of an objective optical system and CCD, or arrangement as it is by the request of a miniaturization.

[0054]

[Effect of the Invention]As explained above, in the endoscope apparatus concerning the invention according to claim 1 to 12. It writes with the composition by which an optical path change is carried out for the beam of light which enters aslant to the medial-axis side of an acceptance surface according to the grade of the incidence angle between an objective optical system and a solid imaging array, what is called oblique incidence is almost canceled, and the fall of the light-receiving sensitivity of the solid imaging array by the conventional oblique incidence can be controlled substantially. Especially this effect is further heightened by the case where the solid imaging array using the micro lens which is easy to be influenced by oblique incidence is adopted. By almost canceling oblique incidence, the range of choice of designed sizes, such as a lens diameter of an objective optical system, becomes much more flexible towards miniaturization, and narrow diameter-ization of an endoscope scope can be attained.

---

[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-110486

(43) 公開日 平成8年(1996)4月30日

(51) Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 2 B 23/26	C			
A 6 1 B 1/00	3 0 0 Y			
1/04	3 7 2			

審査請求 未請求 請求項の数12 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平6-246491

(22) 出願日 平成6年(1994)10月12日

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 関口 正

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

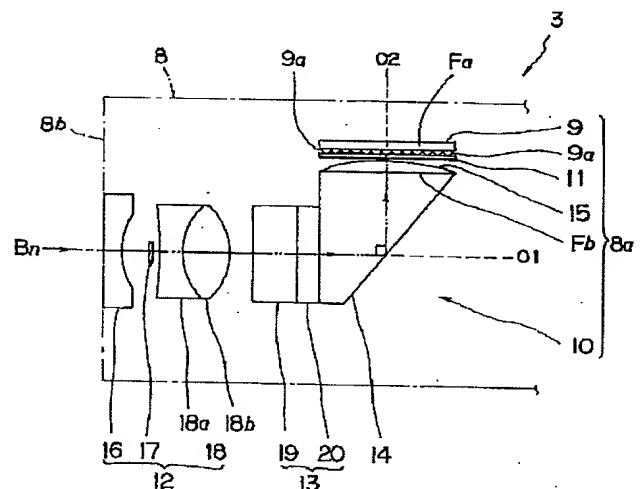
(74) 代理人 弁理士 波多野 久 (外1名)

## (54) 【発明の名称】 内視鏡装置

## (57) 【要約】

【目的】斜め入射によるCCDの受光感度の低下を抑制できる内視鏡装置を提供する。

【構成】内視鏡スコープ1の先端硬性部8に光学撮像系8aを備える。光学撮像系8aは多数の撮像素子を撮像面Faに配置したCCD9と、その撮像面Faに光線を入射させる対物光学系10とを備える。撮像面Faに、撮像素子毎に個別にマイクロレンズ9a…を設け、その入射面側にカバーガラス11を接合する。対物光学系10は、被写体の反射光線Bnを受ける対物レンズ部12(凹レンズ16、絞り17及び色消レンズ18)と、その出射側に配置されるフィルタ部13(水晶フィルタ19及び色補正フィルタ20)及びプリズム14とを備える。プリズム14とカバーガラス11の間に、平凸レンズ15を設け、撮像面Faに斜めに入射する光線Bnを撮像面Faの法線方向に平行又は平行に近い方向に揃える。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 内視鏡スコープを有し、且つ、この内視鏡スコープの先端部に被写体からの反射光線を映像用の電気信号に変換する光学撮像系を備えた内視鏡装置において、上記光学撮像系に、上記内視鏡スコープの軸方向に平行な中心軸を有する対物レンズを少なくとも配置した対物光学系と、その対物光学系からの光線を受ける受光面を有し且つその受光面に多数の撮像素子を格子状に配置した固体撮像アレイとを設けると共に、上記対物光学系と固体撮像アレイとの間に、上記受光面に斜めに入射する光線をその入射角の程度に応じて上記受光面の中心軸側に向かせる光路変更手段を設けたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】 前記光路変更手段は前記固体撮像アレイの受光面の法線方向の中心軸に同軸に配置されるレンズ部を有すると共に、このレンズ部は少なくとも1つの凸面状の曲面を備えた請求項1記載の内視鏡装置。

【請求項3】 前記曲面の曲率を、前記入射角の程度に応じて設定した請求項2記載の内視鏡装置。

【請求項4】 前記レンズ部は平凸レンズからなり、前記曲面を当該平凸レンズの凸面に形成した請求項3記載の内視鏡装置。

【請求項5】 前記固体撮像アレイを、その受光面の法線方向が上記軸方向に略直交する方向となる位置に配置した請求項3記載の内視鏡装置。

【請求項6】 前記対物光学系は、前記対物レンズに加え、その対物レンズの出射面側にプリズムを備えると共に、このプリズムの2つの底面の内の出射面側を前記固体撮像アレイの受光面の法線方向の中心軸に同軸に配置した請求項5記載の内視鏡装置。

【請求項7】 前記レンズ部は平凸レンズからなり、前記曲面を当該平凸レンズの凸面に形成すると共に、その凸面側を前記固体撮像アレイの受光面に対向して配置する状態で、上記平凸レンズの平面側を前記プリズムの出射面に接合して成る請求項6記載の内視鏡装置。

【請求項8】 前記レンズ部は前記プリズムに一体に搭載されており、前記曲面を当該プリズムの出射面に形成した請求項6記載の内視鏡装置。

【請求項9】 前記固体撮像アレイの受光面にカバーガラスを接合した請求項6記載の内視鏡装置。

【請求項10】 前記レンズ部は前記カバーガラスに一体に搭載されており、前記曲面を当該カバーガラスの入射面に形成した請求項9記載の内視鏡装置。

【請求項11】 前記レンズ部は前記カバーガラス及びプリズムに一体に搭載されており、前記曲面をカバーガラスの入射面及びプリズムの出射面の夫々に個別に形成した請求項10記載の内視鏡装置。

【請求項12】 前記固体撮像アレイの受光面に、前記多数の撮像素子毎に集光用のマイクロレンズを設けた請求項1記載の内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 この発明は、内視鏡装置に係り、とくに内視鏡スコープの先端部に配置される光学撮像系の配置構造に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 一般に、内視鏡装置には、内視鏡スコープの先端部にCCD（固体撮像素子、固体撮像アレイ）を用いた光学撮像系が搭載されている。この光学撮像系は、多数の画素に相当するフォトダイオード（撮像素子）を有するCCD及びCCDの受光面に光を集光させる対物光学系を少なくとも備えた構成で、被写体からの反射光線をCCDの撮像面に入射できるようになっている。

【0003】 ところで一方、近年、CCDの小型化、多画素化等の技術進歩に伴い、各フォトダイオードの開口部（受光領域）の面積も小さくなる傾向にある。この開口部の縮小化は受光感度の低下を意味する。そこで、受光効率を上げる目的で、CCDの撮像面側に集光用のマイクロレンズを装着する技術が確立されてきた。この技術には、例えば、CCDの各フォトダイオードに個別にマイクロレンズを装着し、その各マイクロレンズ毎に光を集めるものが知られている。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上述の従来技術では、先端構造上の制約により、対物光学系及びCCDが先端部内の限られたスペースに配置されるにもかかわらず、CCDの受光面に入射される光線に対してその入射角の大小を特に意識した構成ではなかったため、以下のように不都合があった。

【0005】 例えば、内視鏡装置の光学撮像系は、通常、CCDを用いる他の撮像装置（テレビカメラ、ビデオカメラ等）と比べ、対物光学系及びCCDの夫々の寸法やその両者の離間距離等に小型化の要請を反映した制約があるため、CCDの受光面の端部側での光線の入射角が一般に大きくなっている。入射角が大きいということは、反射等の影響を受けやすいということを意味する。従って、各フォトダイオードの開口部での受光感度も低下するといった問題があった。

【0006】 この問題は、特にマイクロレンズを用いた上述の技術を内視鏡装置の光学撮像系にそのまま適用する場合に、より一層顕著になることが想至される。

【0007】 例えば、図8（a）に示すように、光線B<sub>n</sub>の入射角が小さいとき（以下、便宜上、「垂直入射」と呼ぶ）は、CCD100の受光面100aに対してほぼ垂直に光線B<sub>n</sub>が入射されるときため、マイクロレンズ101からの光線B<sub>n</sub>がフォトダイオードの開口部102に集まる。

【0008】 しかしながら、図8（b）に示すように、光線B<sub>n</sub>の入射角が大きいとき（以下、便宜上、「斜め

入射」と呼ぶ)は、CCD100の受光面100aに対して斜めに光線B<sub>n</sub>が入射されるため、マイクロレンズ101の許容入射角を超える光線B<sub>n</sub>の一部が、マイクロレンズ101を介してフォトダイオードの開開口部102から外側に離れた位置に集まるようになる。従って、斜め入射の程度が大きいほど、受光感度が低下するといった問題があった。

【0009】本発明は、上述した従来技術の問題を考慮してなされたもので、斜め入射によるCCDの受光感度の低下を抑制できる内視鏡装置を提供することを目的とする。また、マイクロレンズを用いたCCDに好適な内視鏡装置を提供することを目的とする。

#### 【0010】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成させるため、請求項1記載の発明に係る内視鏡装置は、内視鏡スコープを有し、且つ、この内視鏡スコープの先端部に被写体からの反射光線を映像用の電気信号に変換する光学撮像系を備える。また、この光学撮像系に、内視鏡スコープの軸方向に平行な中心軸を有する対物レンズを少なくとも配置した対物光学系と、その対物光学系からの光線を受ける受光面を有し且つその受光面に多数の撮像素子を格子状に配置した固体撮像アレイとを設ける。さらに、対物光学系と固体撮像アレイとの間に、受光面に斜めに入射する光線をその入射角の程度に応じて受光面の中心軸側に向かせる光路変更手段を設けている。

【0011】請求項2記載の発明では、前記光路変更手段は固体撮像アレイの受光面の法線方向の中心軸に同軸に配置されるレンズ部を有する。このレンズ部は少なくとも1つの凸面状の曲面を備えている。

【0012】請求項3記載の発明では、前記曲面の曲率を入射角の程度に応じて設定した。

【0013】請求項4記載の発明では、前記レンズ部は平凸レンズからなり、前記曲面を平凸レンズの凸面に形成した。

【0014】請求項5記載の発明では、前記固体撮像アレイを、その受光面の法線方向が上記軸方向に略直交する方向となる位置に配置した。

【0015】請求項6記載の発明では、前記対物光学系は、対物レンズに加え、その対物レンズの出射面側にプリズムを備えた。このプリズムの2つの底面の内の出射面側を固体撮像アレイの受光面の法線方向の中心軸に同軸に配置した。

【0016】請求項7記載の発明では、前記レンズ部は平凸レンズからなり、前記曲面を平凸レンズの凸面に形成した。この平凸レンズは、その凸面側を前記固体撮像アレイの受光面に対向して配置する状態で、当該平凸レンズの平面側を前記プリズムの出射面に接合して成る。

【0017】請求項8記載の発明では、前記レンズ部はプリズムに一体に搭載されており、前記曲面をプリズムの出射面に形成した。

【0018】請求項9記載の発明では、前記固体撮像アレイの受光面にカバーガラスを接合した。

【0019】請求項10記載の発明では、前記レンズ部はカバーガラスに一体に搭載されており、前記曲面をカバーガラスの入射面に形成した。

【0020】請求項11記載の発明では、前記レンズ部はカバーガラス及びプリズムに一体に搭載されており、前記曲面をカバーガラスの入射面及びプリズムの出射面の夫々に個別に形成した。

【0021】請求項12記載の発明では、前記固体撮像アレイの受光面に、多数の撮像素子毎に集光用のマイクロレンズを設けた。

#### 【0022】

【作用】請求項1～12記載の発明に係る内視鏡装置では、光路変更手段により、対物光学系と固体撮像アレイとの間で斜めに入射される光線がその入射角の程度に応じて受光面の中心軸側に光路変更される。つまり、固体撮像アレイの受光面に向かう光線が、その入射角を受光面の中心軸に略平行又は平行に近い角度に揃えた状態で入射される。

【0023】例えば、光路変更手段としてのレンズ部により、受光面に向かう光線が少なくとも1つの凸状の曲面を介して光路変更される。

#### 【0024】

【実施例】以下、本発明の一実施例を図1～図4に基づき説明する

図1に示す内視鏡装置は、体腔内に挿入可能な内視鏡スコープ1と、その内視鏡スコープが接続される装置本体2とを備えている。装置本体2には、通常の内視鏡装置に搭載される図示しない各システム(制御系、光学系、画像処理系、表示系等)が一体に内蔵されており、これらの各システムの所要の作動により内視鏡スコープ1を駆動させて内視鏡画像を取得し、その内視鏡画像をモニタ画面に表示するようになっている。

【0025】内視鏡スコープ1は、体腔内に挿入される挿入部3と、その挿入部3の装置本体2側に接続されると共に、体腔内に挿入された挿入部3の駆動を体外の位置から支援するための操作部4とを備え、この操作部4がユニバーサルコード5を介して装置本体2に接続されている。挿入部3は、操作部4に接続される可撓性のある本体部6と、この本体部6に接続される湾曲自在のアングル部7と、このアングル部の先端側に配置される先端硬性部8とを備えている。

【0026】先端硬性部8は、図2に示すように、光学撮像系8aを有し、その光学撮像系8aに、多数の画素に相当する撮像素子(フォトダイオード等)を有するCCD(本発明の固体撮像アレイに相当する)9と、このCCD9の撮像面(受光面)Faに光学像を結像させる対物光学系10とを装備している

CCD9は、多数の撮像素子の開口部(受光部)が格子

状に配置される平面状の撮像面F aを有し、その撮像面F aの法線方向が内視鏡スコープ1の軸方向に略直交する状態で配置（以下、便宜上「横置配置」と呼ぶ）されている。CCD9の撮像面F aには、撮像素子数に相当する複数の集光用のマイクロレンズ9 a…9 aが各撮像素子毎に格子状に配置されており、このマイクロレンズ9 a…9 aの入射面側に、CCD9の法線方向の中心軸O 1と同軸に板状の保護用のカバーガラス11が貼付されている。このカバーガラス11を透過した光線B nは、マイクロレンズ9 a…9 aを介して撮像面F a上の各撮像素子に個別に集められるようになっている。

【0027】対物光学系10は、被写体の光学像の情報を担う光線B nの入射窓としての対物レンズ部12と、この対物レンズ部12からの光線B nの所定波長成分のみを透過させる光学フィルタ部13と、この光学フィルタ部13からの光線B nの光路をCCD9の撮像面F a側に変更させるプリズム14と、このプリズム14からの光線B nの光路をその角度に応じて撮像面F aの法線方向に平行又は平行に近い状態に変更させる平凸レンズ（本発明の光路変更手段に相当する）15とを備えている。

【0028】対物レンズ部12は、先端硬性部8の先端表面8 bに略平行に配設される凹レンズ16と、この凹レンズ16を透過した光線B nの出射側に、凹レンズ16の中心軸O 2と同軸に配設される光量調節用の絞り17及び色収差補正用の色消レンズ（アクロマティックレンズ）18を備えている。色消レンズ18は、2枚のレンズ、即ち凹レンズ18 a及び凸レンズ18 bを一体に嵌込んで成り、光線B nの波長成分の違いによる結像位置のずれを補正できるようになっている。

【0029】光学フィルタ部13は、対物レンズ部12の中心軸O 2と同軸に配設される水晶フィルタ19及びこの水晶フィルタ19の出射面に接合される色補正フィルタ20を備えている。水晶フィルタ19は、CCDにより生ずる色偽信号を除去するようになっている。色補正フィルタ20は、例えば臨床の場で内視鏡装置を用いて赤外線レーザ治療を行う際に、赤外線レーザからの赤外線によりCCD9からの映像用の出力信号が飽和し、モニタ画面に表示される内視鏡画像が観察不能になる事態を防止する目的で介挿されるものであって、水晶フィルタ19からの光線B nの内の赤外線を除去するようになっている。

【0030】プリズム14は、CCD9の横置配置に対応して挿入されるものであって、2つの底面の内の一方（入射面）が色補正フィルタ20の出射面に接合されると共に、他方（出射面F b）がCCD9の撮像面F aの法線方向の中心軸O 2と略同軸に配置されている。このプリズム14は、色補正フィルタ20からの軸方向に略平行に沿った光線B nの光路をCCD9の撮像面F a側に向かう方向に変更するようになっている。

【0031】平凸レンズ15は、プリズム14の出射面F bとCCD9の撮像面F aとの間に、その撮像面F aの法線方向の中心軸O 1と同軸に配置される状態で挿入されており、2つのレンズ面の内の一方のレンズ面である平面がプリズム14の出射面F bに接合されると共に、他方のレンズ面である凸面がカバーガラス11に対向して配置されている。凸面の曲率半径は、レンズ自体の屈折率とともに、次に述べる光線追跡によるシミュレーションの計算結果を考慮に入れた適宜値に設定されている。

【0032】ここで、平凸レンズ15の設定例を図3及び図4に基づいて説明する。

【0033】図3及び図4に示す光線追跡図は、便宜上、模式的に設定した条件下におけるシミュレーションの結果を示すものであって、その設定条件として、上記対物光学系10の内の対物レンズ部12及びその対物レンズ部12の中心軸と略同軸に配置（以下、便宜上「縦置配置」と呼ぶ）されるCCD9を採用している。

【0034】このシミュレーションは、光学レンズ部12に入射させる光線B nの方向を変えて、CCD9の撮像面F aでの光線B nの入射角 $\theta$ を計算したものである。ここで、好適な入射角 $\theta$ は適宜値 $\theta a$ よりも小さい範囲にあって、その適宜値 $\theta a$ を超えると、撮像面F a上での反射度が高くなって受光感度が低下することがCCDの特性上有で予め知られている。また、マイクロレンズを装着したCCD9の場合には、好適な入射角 $\theta$ の適宜値 $\theta b$ は、上記適宜値 $\theta a$ よりもさらに小さくなり（ $\theta b < \theta a$ ）、その適宜値 $\theta b$ （例えば、約6度）を超えると、斜め入射の影響を強く受けて受光感度が低下することがCCDの特性上で予め知られている。

【0035】まず、従来と同様の場合、即ち対物レンズ部12とCCD9の撮像面F aとの間に平凸レンズ15を設けない場合を図3に基づき説明する。

【0036】図3に示す光線追跡図によると、光線B nの入射角 $\theta$ は、撮像面F aの中央部X Oで最小値を示し、その中央部X Oから両側の端部に向かって順次大きくなっていき、両最端部X 1、X 1で最大値 $\theta max$ （約25度）を示した。この最大値 $\theta max$ は、マイクロレンズを装着したCCD9の場合の適宜値 $\theta b$ （約6度）を大幅に超えるものであって、好適な入射角 $\theta$ の条件を満たす撮像面F aの領域は中央部X O付近のみであった。また、この計算結果は適宜値 $\theta a$ の大きいCCDにとっても、使用上好ましいものではなかった。

【0037】次に、平凸レンズ15を設けた場合を図4に基づき説明する。

【0038】図4に示す光線追跡図によると、光線B nの入射角 $\theta$ は、撮像面F aの両最端部X 1、X 1で示す最大値 $\theta max$ が上記適宜値 $\theta b$ とほぼ同様の値（約6度）であって、上記の最大値と比べると、1/4程小さくなっていった。従って、適宜値 $\theta a$ の大きいCCD9は



勿論のこと、適宜値 $\theta_b$ の小さいマイクロレンズを装着したCCD9であっても、その撮像面Faのほぼ全領域の好適な入射角 $\theta$ の条件を満たしていることが確認された。また、光線の入射角の程度に応じて平凸レンズ15の屈折率及びその凸面の曲率を変えることにより、最大値 $\theta_{max}$ を好適な入射角 $\theta$ の条件に設定できることが確認された。

【0039】本実施例に係る平凸レンズ15は、上記シミュレーションの計算結果に基づいて、先端硬性部8のCCD9及び対物光学系10の配置条件における光線Bnの入射角の程度に応じた好適な入射角 $\theta$ となる範囲に、レンズ自体の屈折率及び凸面の曲率が設定されている。

【0040】上記設定により、本実施例では、対物光学系10のプリズム14からの光線Bnが、カバーガラス11に入射される直前に、その入射角度に応じて平凸レンズ15にてCCD9の撮像面Faに対しより垂直に近い状態（法線方向に略直交又は直交に近い方向）に光路変更される。

【0041】従って、CCD9の撮像面Faに対して垂直又は垂直に近い状態に揃えられた光線が、カバーガラス11及びマイクロレンズ9a...9aを介して撮像面Faの各撮像素子の開口部に集まるようにして入射されるため、斜め入射によるCCDの受光感度の低下を大幅に抑制できる。特にマイクロレンズの許容入射角を超える光線がマイクロレンズに入射直前に光路変更されるため、マイクロレンズの機能を最大限に発揮した状態で多画素のCCDを活用でき、内視鏡画像の解像度も向上して、このように高解像度の画像をモニタ画面で確認しながら実施する内視鏡検査の診断効率も大幅に向上するようになる。

【0042】また、光線BnがCCD9に入射する直前に、平凸レンズ15により好適な角度で入射されるため、平凸レンズ15の入射側に配置される少なくとも対物レンズ部12のレンズ直径を小さくできる。このことは、CCD9を横置配置した内視鏡スコープ1をより細径に設計できるということを意味し、被検者にとっては、挿入される内視鏡スコープ1が細径になった分、検査時の苦痛が大幅に軽減されるようになる。

【0043】なお、上記実施例はCCDにマイクロレンズを装着した構成としているが、本発明に係る内視鏡装置は必ずしもこの構成に限定されるものではなく、マイクロレンズを装着しないCCDであってもよい。この場合も、平凸レンズにより撮像面での光線の入射角が大幅に改善され、内視鏡画像の画質が向上する。また、少なくとも対物レンズ部12のレンズ直径を小さくでき、CCD9を横置配置した内視鏡スコープ1の細径化を図ることができる。

【0044】また、上記実施例はCCDを横置配置した構成としているが、本発明に係る内視鏡装置は必ずしも

この構成に限定されるものではなく、例えば上記シミュレーション（図3及び図4）と同様に縦置配置であってもよい。

【0045】またなお、上記実施例はCCDの横置配置に対応してプリズムを設ける構成としているが、本発明に係る内視鏡装置は必ずしもこの構成に限定されるものではなく、例えば反射ミラーであってもよい。

【0046】次に、本発明の第1～3変形例を図5～図7に基づき説明する第1～3変形例は、上記実施例に係る光学撮像系8aの構成を一部変更して実施したものである。ここで、図5～図7に示す図面上において、上記実施例のマイクロレンズ9a...9aを便宜上省略し、上記実施例と同一又は同等の構成要素については同一又は同等の符号を付し、その説明を簡略又は省略する。

【0047】図5に示す第1変形例に係る光学撮像系8a1は、上記実施例の平凸レンズ15が省略された構成となっており、対物光学系10aの内のプリズム14aの出射面Fbを凸面に形成し、この凸面の曲率を上記平凸レンズ15の凸面の曲率と同等に設定している。その他の構成は上記実施例と同等である。

【0048】従って、本第1変形例は、プリズム14aの出射面Fbに上記平凸レンズ15の曲面と同等の機能を設けた構成としたため、第1実施例と同等の効果に加え、平凸レンズが不要となる分、先端硬性部の装置構成を簡素化できる。

【0049】図6に示す第2変形例に係る光学撮像系8a2は、第1実施例の平凸レンズ15が省略された構成となっており、カバーガラス11bの入射面を凸面に形成し、この曲面の曲率を上記平凸レンズ15の凸面の曲率と同等に設定している。その他の構成は上記実施例と同等である。

【0050】従って、本第2変形例は、カバーガラス11bの入射面に上記平凸レンズの凸面と同等の機能を設けた構成としたため、上記実施例と同等の効果に加え、平凸レンズが不要となる分、先端硬性部の装置構成を簡素化できる。

【0051】図7に示す第3変形例に係る光学撮像系8a3は、上記実施例の構成に加え、カバーガラス11cの入射面を凸面に形成している。この構成は、CCD9とプリズム14の間に2枚の平凸レンズを設けた構成と同等のものとなっているので、1枚の平凸レンズ15を用いた上記実施例と比べ、平凸レンズ（1枚はカバーガラスで兼用）の曲率半径が大きく（より緩やかに）設定されている。その他の構成は上記実施例と同等である。ここで、プリズム側の平凸レンズ15cは、上記第1変形例と同様に、プリズム14aの出射面Fbを凸面とする構成であってもよい。

【0052】従って、本第3変形例は、曲率半径が上記実施例よりも大きく設定された2枚の平凸レンズ又はその平凸レンズの凸面と同等の機能を有するカバーガラス

或いはプリズムを設けた構成としたため、上記実施例と同等の効果に加え、CCDとプリズムの間の距離を小さく設定でき、設計上の選択幅をより一層拡張できる。

【0053】なお、本発明は内視鏡装置に関するものであるが、小型化の要請により、対物光学系及びCCDの寸法や配置に関する制約を受けやすい他の小型撮像装置についても、本発明の光学撮像系の要部構成をそのまま適用できる。

#### 【0054】

【発明の効果】以上説明したように、請求項1～12記載の発明に係る内視鏡装置では、対物光学系と固体撮像アレイとの間で斜めに入射される光線がその入射角の程度に応じて受光面の中心軸側に光路変更される構成としたため、いわゆる斜め入射が殆ど解消されて、従来の斜め入射による固体撮像アレイの受光感度の低下を大幅に抑制することができる。この効果は、特に斜め入射の影響を受けやすいマイクロレンズを用いた固体撮像アレイを採用する場合により一層高められる。また、斜め入射が殆ど解消されることにより、対物光学系のレンズ径等の設計寸法を選択幅がコンパクト化に向けてより一層柔軟となり、内視鏡スコープの細径化を図ることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】実施例に係る内視鏡装置の要部構成を示す概略斜視図。

【図2】先端硬性部の光学撮像系の要部を示す概略断面図。

【図3】平凸レンズを使用しない場合の概略の光線追跡図。

【図4】平凸レンズを使用した場合の概略の光線追跡図

【図5】第1変形例に係る内視鏡装置の要部構成を示す概略断面図。

\*

\* 【図6】第2変形例に係る内視鏡装置の要部構成を示す概略断面図。

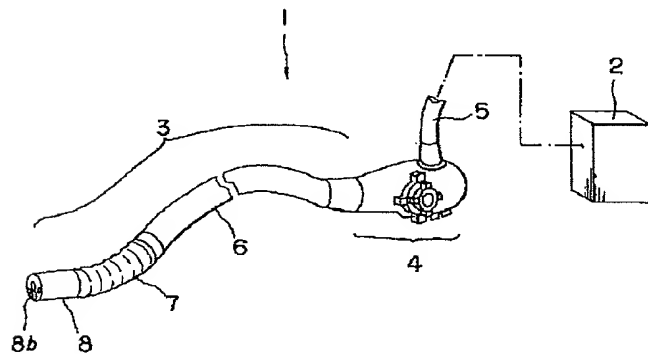
【図7】第3変形例に係る内視鏡装置の要部構成を示す概略断面図。

【図8】従来のマイクロレンズを装着したCCDの問題点を説明する図で、(a)は光線の垂直入射の場合の配置図、(b)は光線の斜め入射の場合の配置図。

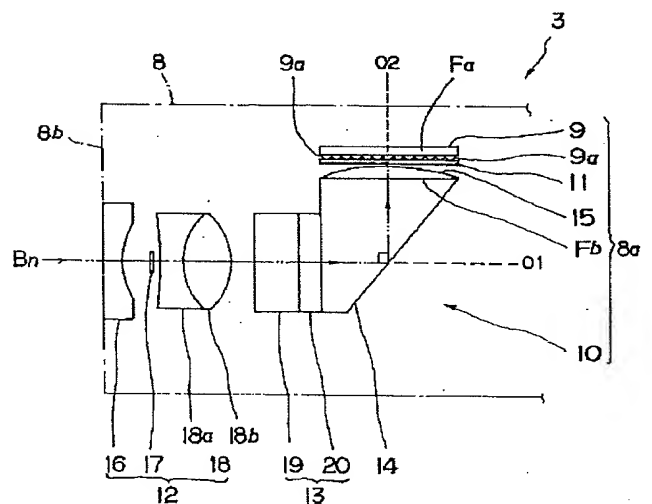
#### 【符号の説明】

- 1 内視鏡スコープ
- 2 装置本体
- 3 挿入部
- 4 操作部
- 5 ユニバーサルコード
- 6 本体部
- 7 アングル部
- 8 先端硬性部
- 8a、8a1、8a2、8a3 光学撮像系
- 8b 先端表面
- 9 CCD
- 9a…9a マイクロレンズ
- 10、10a、10b、10c 対物光学系
- 11、11b、11c カバーガラス
- 12 対物レンズ部
- 13 フィルタ部
- 14、14a プリズム
- 15、15c 平凸レンズ
- 16 凹レンズ
- 17 絞り
- 18 色消レンズ
- 19 水晶フィルタ
- 20 色補正フィルタ

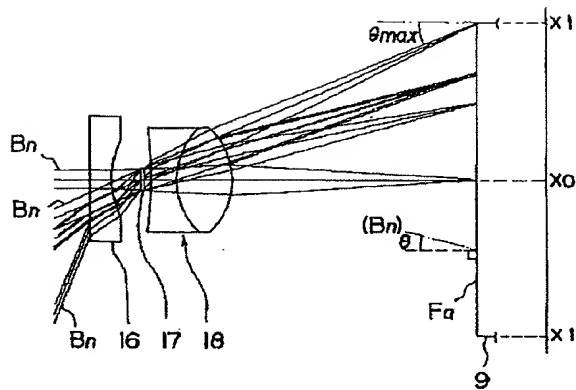
【図1】



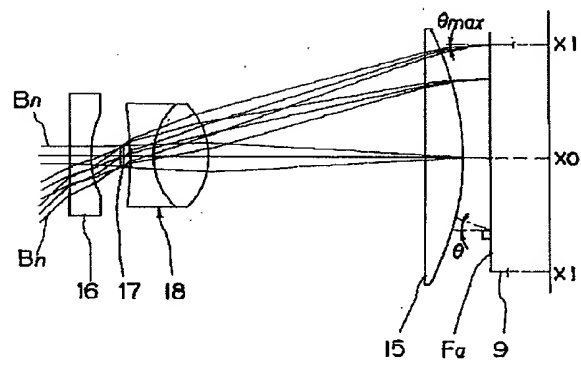
【図2】



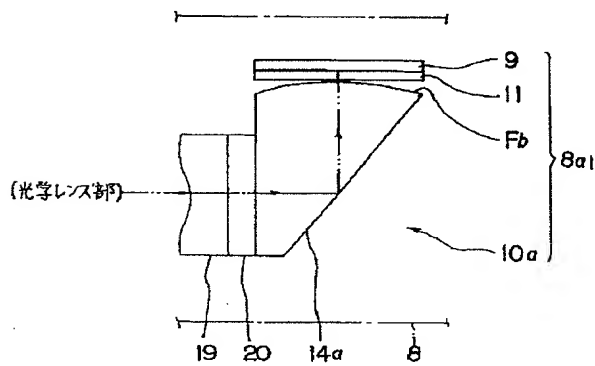
【図 3】



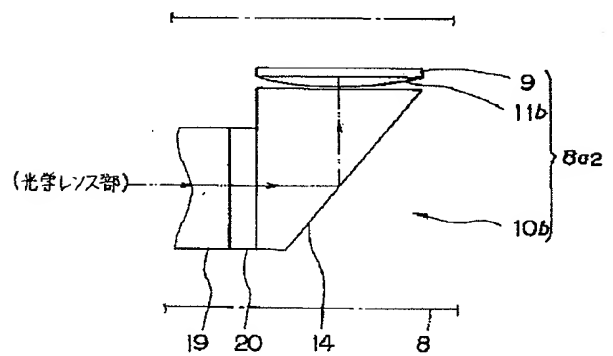
【図 4】



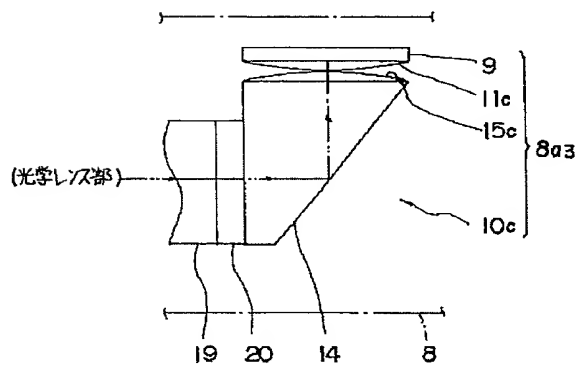
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【図 8】

